

굽힘 센서신호를 이용한 인공의수의 제어

Control of an Artificial Arm using Flex Sensor Signal

유재명* · 김영탁**

Jae-Myung Yoo* · Young-Tark Kim**

* 서울산업대학교 나노생산기술연구소

** 중앙대학교 기계공학부

요 약

본 연구는, 팔(하완)을 잃은 장애자 용 인공 의수를 장애자가 자신의 의도에 따라 제어하기 위한 센서 시스템과 제어 알고리즘에 관한 것이다. 먼저 장애자의 여러 가지 동작 의도를 검출할 수 있는 센싱 시스템을 연구하고 이 센싱 시스템으로부터 발생된 신호를 사용하여 인공의수를 제어하는 방법에 대하여 연구한다. 센서로서는 전기 저항식 굽힘 센서를 사용한다. 이 굽힘 센서를 팔의 상완 이두근과 오구완근에 각각 1개씩 단단히 부착한다. 부착된 센서로부터 출력된 신호는 근육의 굽곡량을 나타내며 팔의 동작의도를 판단할 수 있는 신호처리 시스템을 통과시켜 하완의 굽곡과 신전 운동, 손의 내전과 외전 운동을 구별한다. 그리고 구별된 신호로부터 실제 팔의 운동 각도를 추정하여 인공의수의 각도를 제어한다.

본 연구의 효용성을 증명하기 위해 2개의 액추에이터와 포텐셔미터를 가진 간단한 인공의수를 제작하여 제어 실험을 하였다. 실험에서 실제 팔의 각도와 인공의수의 제어 각도 사이에는 센서 외부에서 발생하는 노이즈 및 인공의수의 회전 관성, 기계적인 마찰 등으로 인한 오차가 발생하였다. 따라서 오차 값과 오차의 변화 값에 근거한 퍼지 제어 알고리즘을 이용하여 재 실험을 한 결과 하완의 굽곡/신전 운동에서는 평균 약 4도, 손의 회내/외 운동에서는 평균 약 3도의 오차가 측정되어, 퍼지제어기를 설치한 이전보다 오차가 크게 개선되었다.

키워드 : 재활공학, 표면전극, 근전도, 굽힘 센서, 보철장치, 퍼지 제어기

Abstract

In this paper, a muscle motion sensing system and an artificial arm control system are studied. The artificial arm is for the people who lost one's forearm. The muscle motion sensing system detect the intention of motion from the upper arm's muscle. In sensing system we use flex sensors which is electrical resistance type sensor. The sensor is attached on the biceps brachii muscle and coracobrachialis muscle of the upper arm. We propose an algorithm to classify the one's intention of motions from the sensor signal. Using this algorithm, we extract the 4 motions which are flexion and extension of the forearm, pronation and supination of the arm. To verify the validity of the proposed algorithms we made experiments with two d.o.f. artificial arm. To reduce the control errors of the artificial arm we also proposed a fuzzy PID control algorithm which based on the errors and error rate.

Key Words : Rehabilitation Engineering, Surface electrode, EMG, Flex sensor, Prosthesis, Fuzzy controller

1. 서 론

최근, 우리 사회는 급속한 산업화로 인해 후천적 장애인의 수가 급속히 증가하여 전체 장애자의 약 90%에 해당하고 있다[1]. 또한 의료기술의 발달로 인한 평균 수명의 증가는 고령화라는 새로운 문제를 야기하고 있다[2]. 이러한 장애인 및 고령자는 대부분 사회생활 및 일상생활에서 활동 능력이 낮고 생활의 불편을 느낀다. 따라서 이들의 복지를 위하여, 과

학과 의료기술을 이용한 재활 공학의 연구가 많은 관심의 대상이 되고 있다. 그 중에서 절단 혹은 상실된 팔이나 다리의 기능을 대행해 주는 인공의수족에 관한 연구도 재활 공학 연구의 중요한 한 분야이다.

1977년 Lindstrom[3]은 원하는 근육의 표면에서 표면전극을 사용하여 근육의 전기 신호(이하 근전도:EMG)를 검출할 수 있다는 사실을 밝혀냈고, 1984년 Stulen은 수족이 절단된 사람들의 손상되지 않은 근육에서 근전도 신호를 검출하였다[4]. 이와 같이 근육의 표면으로부터 발생된 근전도 신호를 인공의수족의 제어 신호로 이용하여 장애자의 의지대로 인공의수족을 제어하려는 재활 공학의 연구가 활발히 이루어지고 있다. 그러나 근전도 신호에 포함된 노이즈와 복잡한 비선형성 때문에 운동 명령과 관련된 신호의 분석은 매우 어렵다.

접수일자 : 2007년 10월 8일

완료일자 : 2007년 12월 3일

감사의 글 : 본 연구는 중앙대학교 교내 연구비 지원에 의한 것임

따라서 초기의 연구는 근전도 신호에서 추출된 신호들이 어떤 운동 명령인가를 판단하는 방법이 주된 연구였다. 이는 해당 동작의 특성을 반영하는 특징 파라미터를 추출하는 것이다. 이 특징 파라미터는 선형 캡스트림 계수, 자기 회귀 모델 계수, 절대 적분치, 절대 차분 평균치, 분산 그리고 적응 캡스트림 계수 등으로 1970년대부터 약 20여 년 동안 많은 연구자에 의해 개발된 방법이다[5-15]. 이렇게 추출된 특징 파라미터들을 이용하여 실제 인공의수족을 제어하기 위한 신호처리 방법도 지난 20여 년 동안 연구되었다. 초기의 연구는 시계열 분석법, 학습형 선형 분리 방법, 확률적 방법 등을 통해 운동 명령을 분류하였고[16-18], 1990년 대 중반부터는 인공지능, 신경망 기법, FFT 방법 등을 이용한 방법[19-24]들이 제안되기도 하였다.

이렇게 다양한 연구결과에도 불구하고 아직 실용적인 인공의수족 제어시스템의 개발은 미흡한 상황이다. 특히 인공의수의 위치나 속도 제어에 대한 연구는 전무한 실정이다. 그 이유는 표면전극을 사용하여 측정된 EMG 신호는 근육의 운동속도가 빠른 경우에는 질 좋은 신호가 출력되지만 속도가 느린 경우에는 신호가 거의 출력되지 않기 때문이다.

따라서 본 연구에서는 근육의 굴곡 정도를 측정할 수 있는 굽힘 센서를 이용하여 팔의 여러 가지 동작을 검출할 수 있는 신호 처리시스템에 관하여 연구한다. 그리고 이 시스템으로부터 발생된 신호를 사용하여 인공의수의 회전 각도를 제어하고자 한다. 이를 위해 왼팔의 상완 이두근(biceps brachii muscles)과 오구완근(coracobrachialis muscles)에 한 개씩의 센서를 부착한다. 센서에서 출력된 두 개의 신호는 증폭기와 필터 등으로 구성된 신호 처리 시스템에 의해 하완의 굴곡¹⁾(flexion)과 신전²⁾(extension)운동 그리고 손의 회내³⁾(pronation)와 회외⁴⁾(supination)운동으로 구별하여 실제 팔의 회전 각도를 추정한다. 이 추정된 값은 인공의수의 제어 입력신호로 활용한다. 본 연구의 효용성을 증명하기 위해 본 연구에서는 2개의 액추에이터와 포텐서미터를 가진 인공의수를 제작하여 동작구별 및 각도 제어 실험을 한다.

2. 실험장치 및 방법

본 연구에서 사용된 굽힘 센서의 기본적인 특징과 인공팔의 기본적인 규격은 참고문헌 [25]에 언급되어 있다.

따라서 본 장에서는 센서의 부착위치와 동작분류 및 알고리즘에 대하여 간략히 기술한다.

2.1 굽힘 센서의 부착위치

굽힘 센서의 부착 위치는 수차례의 실험을 통해 다음의 위치로 결정하였다. 먼저 2가지 동작(굴곡과 신전)이 가장 잘 나타나는 상완 이두근과 4가지 동작(굴곡과 신전, 회내와 회외)이 가장 크게 나타나는 오구완근에 센서를 부착한다. Fig. 1에 부착된 센서의 위치를 보인다.

- 1) 굴곡: 관절을 중심으로 이들 두 개의 분절이 이루는 관절각이 감소하는 움직임
- 2) 신전: 굴곡 되었던 관절이 본래의 형태로 되돌아오으로써 관절각이 증가하는 움직임.
- 3) 회내: 중립자세에서 손등이 위쪽으로 향하는 동작.
- 4) 회외: 중립자세에서 손바닥이 위로 향하는 동작.

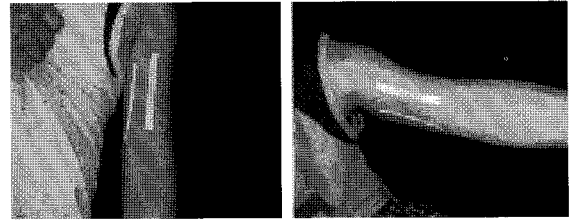


그림 1. 굽힘 센서의 부착 위치
Fig. 1. Attaching position of the flex sensors

2.2 보철장치

실험을 위해 제작된 인공의수는 Fig. 3에 나타난 바와 같다. 제작된 인공의수는 운동모양이 사람의 실제 팔과 유사하도록 구조를 만들었으며, 크기는 1/3로 소형화 하여 제작하였다. 암(arm)과 베이스(base) 부품의 재질은 알루미늄 합금강을 사용하여 안정적인 기본 구조를 만들었고, 전완(forearm)과 손(hand)은 무게를 가볍게 하기 위해 PVC 재질을 사용하여 제작하였다. 또한 하완의 모양은 테이퍼화 하여 팔꿈치와 연결되는 부분은 $\phi 50\text{mm}$, 손과 연결되는 부분은 $\phi 40\text{mm}$ 로 제작하였으며, 손가락 부분은 ㄷ자 형으로 간략화하여 제작하였다.

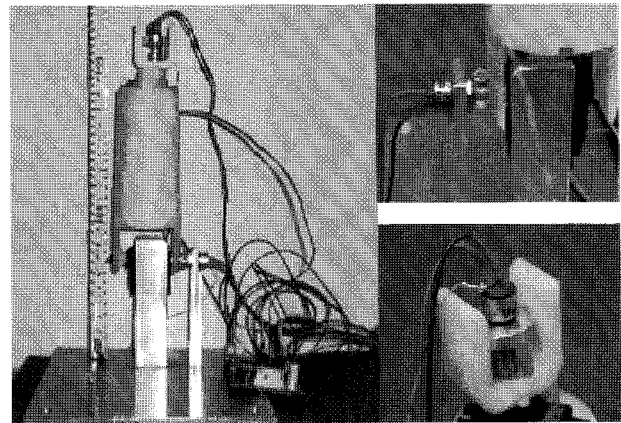


그림 2. 인공의수의 전경과 포텐서미터
Fig. 2. Overview of an artificial arm and potentiometer

2.3 동작구별 알고리즘

부착된 센서로부터 출력된 신호는 Fig. 3에 나타난 블록 다이어그램의 신호처리 알고리즘을 통해 운동을 구별한다.

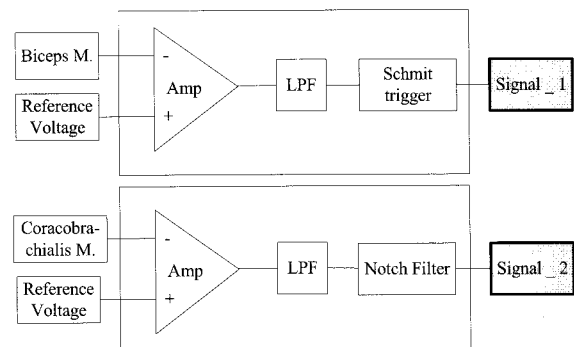


그림 3. 신호처리의 블록 다이어그램.
Fig. 3. Block diagram of the signal process

그림 3에서 보듯이 상완 이두근에 부착된 첫 번째 센서의 신호는 증폭기를 거쳐 저역 통과 필터를 거친 다음 슈미트 트리거 회로를 통과하여 굴곡과 신전운동 때만 작동하도록 설계하였다. 이 때 출력 전압의 민감도(sensitivity)는 기준 전압_1의 변화로 조절할 수 있다.

두 번째 센서의 신호는 증폭기를 거쳐 저역 통과 필터를 통과한 다음 4가지 운동(굴곡과 신전, 회내와 회외)에 작용하도록 설계하였다. 이 때 기준 전압_2는 개인마다 다른 근육의 상태에 따라 4가지 운동이 출력되도록 조정하는 것이다.

이렇게 얻어진 2개의 신호는 디지털 변환기를 통해 디지털 값으로 변환되어 그림 4에 나타낸 동작 분리를 위한 계통도를 통과한다.

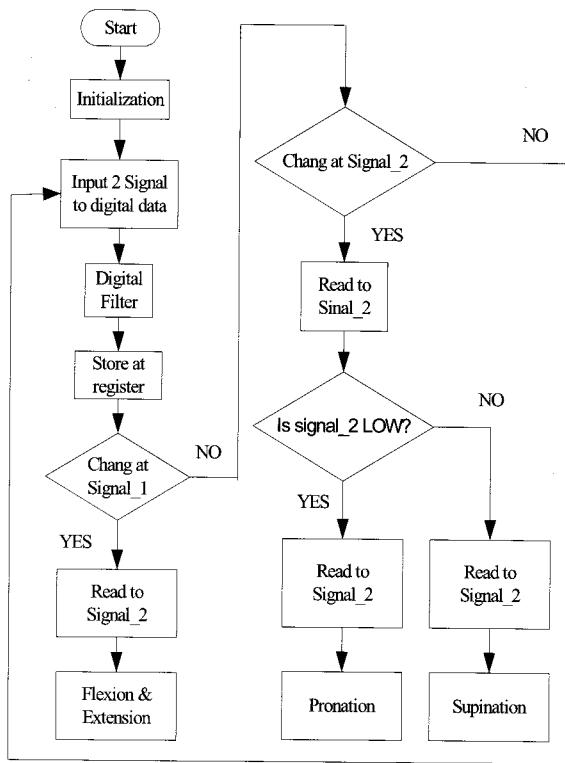


그림 4. 동작구별을 위한 플로우차트

Fig. 4. Flowchart of the program for motion classification

신호_1은 기준 신호로서 하완의 굴곡과 신전 운동에만 관여한다. 따라서 신호_1이 "HIGH"일 때 신호_2의 데이터 값을 읽어 하완의 굴곡과 신전 운동을 계측한다. 그러나 신호_1이 "LOW"이면 신호_2의 변화는 회내/외 운동임을 의미한다. 만약 신호_1과 신호_2의 출력이 모두 없을 경우에는 운동이 정지된 상태이다.

2.4 실험결과 및 문제점

먼저 29세의 건강한 남성의 왼팔에 센서를 부착하여 동작 구별을 시도하였고 이 신호를 이용하여 인공의수를 구동시켜 실제 팔의 각도와 인공의수의 각도를 비교하였다. 그림 5에 굴곡과 신전운동을 나타내고 그림 6에 회내와 회외의 운동을 나타냈다. 이 때 x축은 시간[s], y축은 각도[deg]를 나타낸다.

그림 5에서 신호_1이 "HIGH"인 상태일 때 신호_2는 굴곡

이나 신전의 각도를 나타내는데 신호_2로부터 인간 팔(하완)이 실제 움직인 굴곡이나 신전의 각도를 추정한 것을 Human Arm Angle이라고 그림에 표시하였다. 즉굴곡 운동이 약 3초 동안 발생하고 2초 동안 정지 후 약 3초 동안 신전 운동이 발생하였다. 그리고 약 13초 후 다시 굴곡 운동이 발생하였다. 약 17초 이후에는 신호의 변화가 없는데 이것은 하완을 움직이지 않고 그 상태를 유지하고 있음을 의미한다. 또한 그림에 Prosthesis Angle이라고 표시한 것은 Human Arm Angle을 목표치로 하여 인공의수를 단순히 각도제어 하였을 때의 출력 값이다.

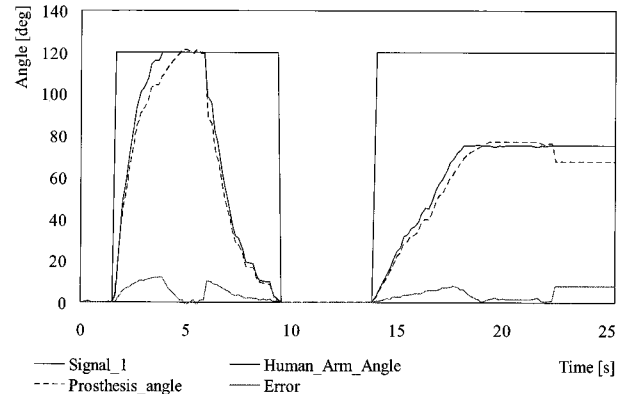


그림 5. 인간팔과 인공의수의 굴곡과 신전 운동

Fig. 5. The flexion and extension of the human arm and artificial arm

그림에서 인간팔의 운동을 추정한 각도(Sensor Angle)와 인공의수의 제어각도 사이에는 어느 정도 오차가 발생함을 알 수 있다. 이것은 센서신호의 노이즈나 인공의수의 회전 관성, 기계적인 마찰 등으로부터 기인된 것으로 생각된다. 두 번째의 굴곡 운동에서도 약 40도 부근에서 실제 팔의 각도와 인공팔의 각도는 최대 10도 정도의 오차가 발생하였다.

그림 6에서 신호_1이 계속 "LOW"인 상태일 때 발생하는 신호_2는 인간 팔의 회내/외 운동을 하고 있음을 의미한다. 음의 각도는 회내를 나타내며, 양의 각도는 회외운동을 나타낸다. 여기서도 역시 인간팔의 운동을 추정한 각도(Sensor Angle)와 인공의수의 제어각도 사이에는 어느 정도 오차가 발생함을 알 수 있다.

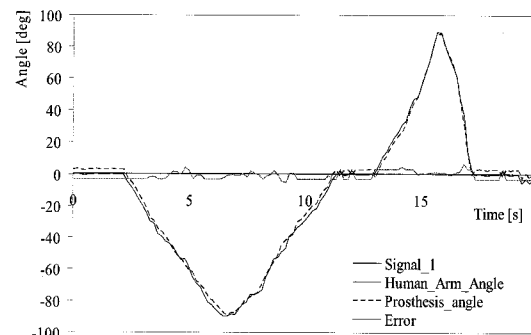


그림 6. 인간팔과 인공의수의 회내와 회외 운동

Fig. 6. The pronation and supination of the human arm and artificial arm

이러한 오차를 보정하기 위하여 본 연구에서는 퍼지 PID 제어기를 사용하기로 하였다.

3. 퍼지제어기의 설계

2장에서 설명된 바와 같이 센서의 노이즈, 인공의수의 회전관성 등에 의해 발생된 오차를 보정하기 위해 퍼지 제어 방법을 이용한다.

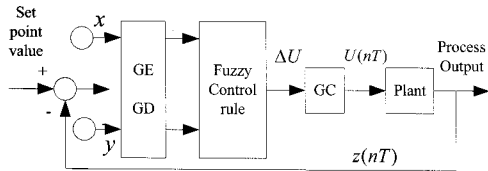


그림 7. 퍼지 제어기의 블록 다이어그램
Fig. 7 Block diagram of a fuzzy PID controller

퍼지 로직을 이용한 퍼지 제어 알고리즘의 블록 다이어그램을 그림 7에 나타낸다. 이 제어기는 퍼지 PID 제어기로서 이는 오차, 오차변환의 환산계수 GE와 GD, 제어출력의 환산계수 GC와 퍼지 제어규칙으로 구성된다.

이를 일반화된 알고리즘으로 나타내면 식 (1)과 같다.

$$R^k: IF x = A \text{ and } y = B, THEN z = C \quad (1)$$

여기서, R^k : k 번째의 제어 구현 규칙

($k = 1, 2, \dots, N$)

N : 제어 구현의 규칙 수

x : 오차(error) 값

y : 오차의 변화 값

z : 플랜트 제어 입력의 변화 값

A, B, C : 퍼지 변수

입력이 x_k^0, y_k^0 일 때 출력 z_k^0 는 최대-최소 합성규칙(max-min composition rule)을 적용하면

$$\begin{aligned} z_k^0 &= T \circ (x_k^0 \times y_k^0) \\ &= (T \circ x_k^0) \circ y_k^0 \end{aligned} \quad (1)$$

이고, 우변을 전개하여 정리하면

$$\begin{aligned} &\max_y [\max_x (\mu_T(x, y, z), \mu_A(x)) \wedge \mu_B(y)] \\ &= \max_x [\max_y (\mu_T(x, y, z), \mu_A(x)) \wedge \mu_B(y)] \end{aligned} \quad (2)$$

이므로, 결론 C는

$$C = \max_{(x, y)} [T(x, y, z) \wedge x^0(x) \wedge y^0(y)] \quad (3)$$

와 같이 구해진다.

추론에서 i 번째 규칙은 식 (4)와 같이 제어결정을 한다.

$$\mu_{C_i}'(z) = \alpha_i \wedge \mu_{C_i}(z) \quad (4)$$

여기에서 α_i 는 i 번째 제어규칙이 제어동작에 기여하는 정도(적합도)를 나타내고, C_i 는 제어규칙의 결론부의 퍼지집합이고, C_i 는 규칙 i에서 추론된 결론, 그리고 z는 제어를 나타내는 전체집합 C내의 변수이다.

만약 규칙이 두 개 이상 있다면 결론 C는

$$C(z) = [\alpha_1 \wedge \mu_{C_1}(z)] \vee [\alpha_2 \wedge \mu_{C_2}(z)] \vee \dots \quad (5)$$

여기서, α_i : i 번째 규칙의 적합성

μ_{C_i} : i 번째 규칙의 소속 함수

($i = 1, 2, \dots, N$)

퍼지 규칙의 전반부에 어느 정도 적합한지를 나타내는 적합도 W_i 를 다음과 같이 정의하면

$$W_i = x_i(e^0) \wedge y_i(\Delta e^0) \quad (6)$$

와 같고 식 (6)을 적용하여 출력 $z^0(z)$ 을 다시 쓰면

$$\begin{aligned} z^0(z) &= [W_1 \wedge z_1(z)] \vee \dots \vee [W_n \wedge z_n(z)] \\ &= \vee_{i=1}^N [W_i \wedge z_i(z)] \end{aligned} \quad (7)$$

식 (7)에서 구한 값은 비퍼지화하여 z^0 로 만든 다음 실제 프로세스에 입력시킨다. 중심법에 의한 출력은

$$z^0 = \frac{\sum z_k^0(z)z}{\sum z_k^0(z)} \quad (8)$$

이다.

제어기에 사용되는 오차, 오차 변화 값, 프로세스 제어입력 변화의 값은 그 프로세스에 맞는 값으로 환산 계수를 곱함으로써 다음과 같다.

$$x(nU) = (T - y(nU)) \times G_E = e(nU) \times G_E \quad (9)$$

$$y(nU) = (e(nU) - e((n-1)U)) \times G_D = \Delta e(nU) \times G_D \quad (10)$$

$$z(nU) = z^0(nU) \times G_C \quad (11)$$

여기서, G_E, G_D, G_C : 제어 파라미터로 환산계수

따라서 출력 식을 이용한 제어 테이블(룩-업 테이블)에 의한 방식인 이산형 또는 간략 추론법에 의한 연속형을 사용하면

$$\Delta H = \frac{\sum_{i=1}^N W_i \times T_i}{\sum_{i=1}^N W_i} \quad (12)$$

과 같다.

그림 7의 환산계수(scaling factor) GE, GD, GC의 조정방법은

$$GD = f_1(E, dE/dt)$$

$$GE = f_2(E, dE/dt)$$

$$GC = f_3(E, dE/dt) \quad (13)$$

이다. 여기서 f_1, f_2, f_3 는 모두 상수 값으로 설정하여 파라미터를 조정한다.

본 연구에서 사용된 소속 함수(membership function)는 삼각형 퍼지 변수로 하였고, 두 개의 전반부 변수는 오차값(E)과 오차의 변화값(ΔE)으로 설정하였다. 이를 근거로 규칙표를 작성하여 나타내면 다음과 같다.

Table 1. Rule of Fuzzy control

		ΔE						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
E	NB	NB	NB	NB	NB	NM	NS	ZE
	NM	NB	NB	NB	NM	NS	ZE	PS
	NS	NB	NB	NM	NS	ZE	PS	PM
	ZO	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
	PS	NM	NS	ZE	PS	PM	PB	PB
	PM	NS	ZE	PS	PM	PB	PB	PB
	PB	ZE	PS	PM	PB	PB	PB	PB

4. 실험결과

2장에서 선정된 남성 피 실험자의 팔에 부착된 센서로부터 출력된 신호를 이용하여 인간팔의 운동 각도를 추정한다. 이것을 목표치로 하는 인공의수 제어시스템에 3장에서 제안한 퍼지제어기를 삽입하여 굴곡과 신전, 회내와 회외 운동에 대한 실험을 하였다. 그 결과를 그림 8과 9에 나타낸다.

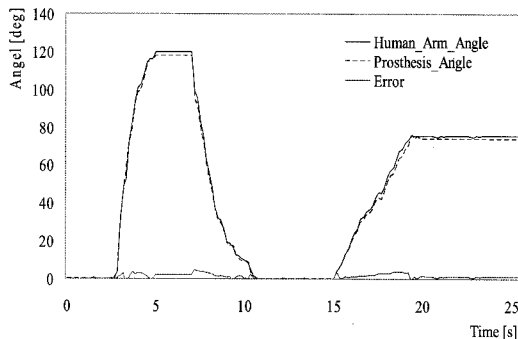


그림 8. 굴곡과 신전운동에 대한 인공의수의 퍼지제어
Fig. 8. Fuzzy control of the artificial arm for flexion and extension

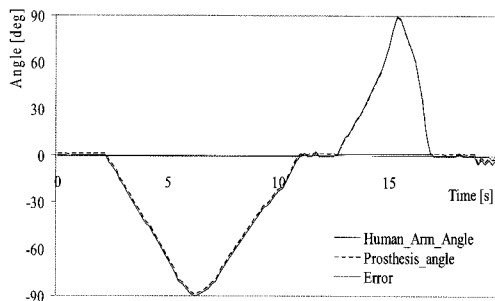


그림 9. 회내와 회외운동에 대한 인공의수의 퍼지제어
Fig. 9. Fuzzy control of the artificial arm for pronation and supination

퍼지제어기를 사용한 실험에서는 그림 8과 9에 보인 바와 같이 인간 팔의 운동 추정각도와 인공의수의 제어각도 사이에 오차가 현저히 감소하였다. 이 때 측정된 최대 위치 오차는 각각 최대 4도, 1도였다.

이러한 실험을 연령과 성별을 달리하고, 운동속도도 달리 하여 여러차례 반복하였는데 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

5. 결 론

본 연구에서는 팔(하완)을 잃은 장애인 용 인공 의수를 장애자의 의도에 따라 제어하기 위한 센서 시스템과 제어알고리즘에 관하여 언급하였다. 상완에 부착시킨 굽힘 센서로부터 출력된 신호를 이용하여 하완의 운동의도를 판단하는 동작구분 방법과 운동 각도 추정에 대하여 논하였으며 인공의수의 정밀한 제어를 위한 퍼지제어기를 제안하였다. 제안된 방법들의 유효성을 증명하기 위하여 2자유도 인공의수를 제작하고 실험을 한 결과 한 층 개선된 인공의수의 제어가 가능하였다. 특히 굽힘 센서를 활용하므로써 표면전극을 사용한 EMG 신호에 비해 시간 지연의 문제가 발생하지 않아 실시간 측정이 가능하였던 것이 큰 효과라고 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] 2004 보건복지백서, 보건복지부.
- [2] 2004 고령자 통계, 통계청.
- [3] L. H. Lindstrom, R. I. Magnusson, "Interpretation of myoelectric power spectra : a model its application", *Proc. IEEE*, Vol.65, No.5, pp. 653-662, 1977.
- [4] F. B. Stulen, C. J. Luca, "Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity", *IEEE Tran. Biomedical Engineering*, Vol.BME-28 ,pp. 515-523, 1981.
- [5] B. S. Atal, "Effectiveness of linear prediction characteristics of the speech wave for automatic speaker identification and verification", *JASA.*, Vol.55, pp. 1304-1312, 1974.
- [6] J. D. Markhoul, "Linear Prediction: A tutorial review", *Proceedings IEEE*, Vol.63, pp.561-579, 1975.
- [7] J. D. Markel, A. H. Gray, "Linear Prediction of Speech", Berlin Heidelberg:Springer-Verlag, 1976.
- [8] L. R. Rabiner, R. W. Schafer, "Digital Processing of Speech Singnals", Englewood Cliffs, NJ ; Prentice-Hall, 1978.
- [9] M. H. Sheriff, "Effects of load on myoelectric singals: ARMA representation", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-28, pp. 411-416, 1981.
- [10] S. M. Kay, "Modern Spectral Estimation: Theory and Application", Englewood Clifs, NJ : Prentice-Hall, 1988.
- [11] G. Hefftner, W. Zucchini and G. Jaros, "The electromygram(EMG) as a control signal for functional neuromuscular stimulation-Part I: Autoregressive modelling as a means of EMG signature discrimination", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-35, pp. 230-237, 1988.

- [12] R. M. Studer, "An algorithm for sequential signal estimation and system identification for EMG signals", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-31, No.3, pp. 285-295, 1984.
- [13] D. Graupe, "Time series analysis: Identification and adaptive filtering", R. E. Kreger Pub. Co., 1984.
- [14] T. Kiryu, Y. Saitoh and K. Ishioka, "Investigation on parametric analysis of dynamic EMG signals by a muscle-sutrated simulation model", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-39, pp. 280-288, 1992.
- [15] P. A. O'Neill, "Myoelectric signal characteristics from muscles in residual upper limbs", *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, Vol.2, No.4, 1994.
- [16] D. Graupe, W. Cline, "Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis control purposes", *IEEE Trans. on System, Man and Cybernetics*, Vol. SMC-5, No.2, pp. 252-259, 1975
- [17] G. N. Saridis, M. A. Newman, "Upper limb EMG statistical analysis", Proc. MIDCON, 1979.
- [18] G. N. Saridis, T. Gootee, "EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-29, pp. 403-409, 1982.
- [19] S. Lee, S. Park and J. Kim, "EMG Pattern Recognition based on Evidence Accumulation for Prosthesis Control", *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.3, pp. 1481-1483, 1996.
- [20] D. C. Denning, F. G. Gray and R. M. Haralick, "Prosthesis control using a nearest neighbor electromyographic pattern classifier", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.30, pp.356-360, 1983.
- [21] K. Nishikawa, K. Kuribayashi, "Neural Network Application to a Discrimination System for EMG-Controlled Prostheses", *IEEE/RSJ International Workshop on Intelligent Robots and Systems*, Vol.1, pp.231-236, 1991.
- [22] H. Y. Chan, Yong-Sheng Yang and F. K. Lam, "Fuzzy EMG classification for prosthesis control", *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol.8 Iss.3, pp. 305-311, 2000.
- [23] Al-Assaf, Y. Al-Nashash, H., "Myoelectric signal segmentation and classification using wavelets based neural networks", 2001. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.2, pp. 1820-1823, 2001.
- [24] O. Fukuda, T. Tsuji and K. Takahasi, "Skill assistance for myoelectric control using an event-driven task model", 2002. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System*, Vol.2, pp. 1445-1450, 2002.
- [25] 유재명, 김영탁, "생체 근육 신호를 이용한 보철용 팔의 제어", *한국정밀공학회 2005년 춘계학술대회*, pp. 1944-1947, 2005

저 자 소 개



유재명(Jae Myung Yoo)
 1998년 서울산업대학교 기계설계공학과 공학사
 2000년 중앙대학교 기계설계공학과공학 석사
 2006년 동대학원 기계공학부 공학박사
 2006년~2007년 서울산업대학교 나노생산 기술연구소 선임연구원

2007년~현재 NIST Guest Research

관심분야 : Bio Robot, Macro/Nano 제어 시스템

Phone : +1-301-975-8081

Fax : +1-301-990-9688

E-mail : jaemyung.yoo@nist.gov



김영탁(Young Tark Kim)
 1979년 중앙대학교 기계공학과 졸업
 1981년 동 대학원 기계공학과 석사
 1989년 Kyoto University 공학박사
 1990년~현재 중앙대학교 공과대학 교수

관심분야 : 의료용 로봇, 로봇 액츄에이터, 센서, Mechatronics,

Phone : 02-820-5311

Fax : 02-812-3362

E-mail : robokim@cau.ac.kr